

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES  
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum  
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum  
24. November 2005 (24.11.2005)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer  
**WO 2005/110264 A2**

(51) Internationale Patentklassifikation<sup>7</sup>: **A61B 18/14**

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2005/004525

(22) Internationales Anmeldedatum: 27. April 2005 (27.04.2005)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:  
10 2004 024 052.3 14. Mai 2004 (14.05.2004) DE  
10 2004 026 179.2 28. Mai 2004 (28.05.2004) DE

(71) Anmelder (*für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US*): ERBE ELEKTROMEDIZIN GMBH [DE/DE]; Waldhörmlestrasse 17, 72072 Tübingen (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (*nur für US*): FISCHER, Klaus [DE/DE]; Immengasse 1, 72202 Nagold (DE).

(74) Anwälte: BOHNENBERGER, Johannes usw.; Meissner, Bolte & Partner, Postfach 86 06 24, 81633 München (DE).

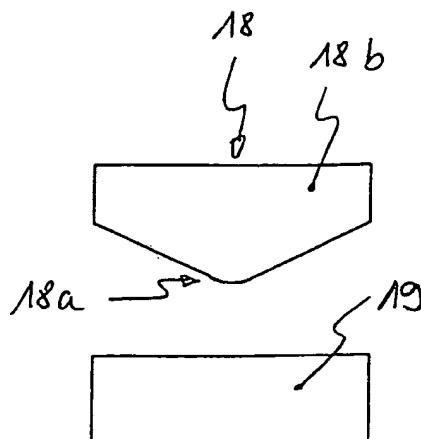
(81) Bestimmungsstaaten (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart*): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten (*soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart*): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK,

*[Fortsetzung auf der nächsten Seite]*

(54) Title: ELECTROSURGICAL INSTRUMENT

(54) Bezeichnung: ELEKTROCHIRURGISCHE INSTRUMENT



(57) **Abstract:** The invention relates to an electrosurgical instrument comprising two branches that are interconnected by an articulation and that can be actuated to open and close in the manner of a clamping tool, separator or cutting tool. The instrument also comprises electrode parts on distal ends of the branches for grasping tissue and for conducting a coagulation current through the latter, said electrodes being electrically insulated in relation to one another, in addition to current supply devices for supplying the coagulation current to the electrode parts. Said electrosurgical instrument is configured in such a way that an operation requiring in particular several steps can be carried out in a simple manner in an optimised sequence. To achieve this, a cutting section that is designed as a cutting electrode is configured on at least one electrode part, in such a way that the electrode part comprises the cutting section and a coagulation section. In addition, the instrument is provided with a control unit for controlling the HF current, in such a way that a cutting current, which differs from the coagulation current, is supplied to at least the cutting section when a threshold value, which identifies a characteristic of the captured tissue, has been reached.

(57) **Zusammenfassung:** Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument, das zwei gelenkig miteinander verbündeten Branchen umfasst, die zum Öffnen oder Schließen entsprechend einem Klemm-, Spreiz- oder Schneidwerkzeug betätigbar sind. Das Instrument umfasst ferner Elektrodenteile an distalen Enden der Branchen zum Fassen von Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gewebe zu dessen Koagulation, die elektrisch voneinander isoliert sind sowie Stromzuführungseinrichtungen zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen. Dieses elektrochirurgische Instrument ist dahin gehend weitergebildet, dass eine insbesondere mehrere Verfahrensgänge benötigende Operation auf einfachste Art und mit optimiertem Ablauf durchführbar ist. Dazu ist an dem Instrument mindestens an einem Elektrodenteil ein als Schneidelektrode ausgelegter Schneidabschnitt ausgebildet, so dass das Elektrodenteil den Schneidabschnitt und einen Koagulationsabschnitt aufweist. Zudem ist eine Steuerungseinheit zur Steuerung des HF-Stromes derart vorgesehen, dass bei Erreichen eines Eigenschaften des erfassten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwertes mindestens dem Schneidabschnitt ein Schneidstrom zugeführt wird, der unterschiedlich ist zum Koagulationsstrom.

**WO 2005/110264 A2**



EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

*Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.*

**Veröffentlicht:**

- *ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu veröffentlichen nach Erhalt des Berichts*

---

## Elektrochirurgisches Instrument

---

### Beschreibung

Die Erfindung betrifft ein elektrochirurgisches Instrument nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

Elektrochirurgische Instrumente werden seit vielen Jahren in der Hochfrequenz-  
5 Chirurgie eingesetzt, um biologisches Gewebe zu koagulieren und/oder zu schneiden. Dabei wird ein hochfrequenter Strom durch das zu behandelnde Gewebe geleitet, so dass sich dieses aufgrund Eiweißkoagulation und Dehydratation verändert. Das Gewebe zieht sich dabei derart zusammen, dass die Gefäße verschlossen und Blutungen gestillt werden. Eine darauf folgende Erhöhung der Stromdichte bewirkt ein explosionsartiges  
10 Verdampfen der Gewebeflüssigkeit und ein Aufreißen der Zellmembranen, wobei das Gewebe vollständig durchtrennt wird. Verfahren dieser Art weisen gegenüber einem rein mechanisch vorgenommenen Schnitt den Vorteil einer Hämostase der Schnittränder auf.

Der Einsatz bipolarer Instrumente gewinnt immer mehr an Bedeutung, da geringere  
15 Stromstärken als bei monopolaren Instrumenten nötig sind. Von Vorteil ist es insbesondere, dass der Stromweg zwischen den Elektrodenteilen bipolarer Instrumente kalkulierbar ist und nicht weite Strecken durch den Körper des Patienten verläuft.

Bipolare Instrumente weisen im Wesentlichen zwei gelenkig miteinander verbundene  
20 Klemmementeile auf, wobei an deren proximalen Enden Griffeinrichtungen zur Handhabung der Klemmementeile vorgesehen sind. An distalen Enden der Klemmementeile befinden sich Elektrodenteile zum Fassen von Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gewebe. Der von einem HF-Generator erzeugte HF-Strom wird über Stromzuführungseinrichtungen zu den Elektrodenteilen des bipolaren  
25 Instrumentes geleitet.

Bei Verwendung oben beschriebener bipolarer Instrumente müssen nach einem Koagulationsvorgang Schneidinstrumente eingesetzt werden, um das koagulierte Gewebe nun endgültig zu durchtrennen. Der Schnitt wird entweder mit einer chirurgischen Schere  
30 oder einem HF-Schneidinstrument durchgeführt. Der Einsatz verschiedener Instrumente

erfordert jedoch eine Unterbrechung des chirurgischen Eingriffs und zögert diesen unnötig hinaus.

Um diesem Nachteil zu begegnen, werden mittlerweile multifunktionale Instrumente 5 eingesetzt, die zumindest für das Koagulieren und für das Schneiden ausgelegt sind. Ein derartiges Instrument ist beispielsweise aus der DE 199 15 060 A1 bekannt, bei der diverse Arbeitseinrichtungen, wie z. B. Zangen, Haken oder auch Ultraschalleinrichtungen und Elektroden zum Schneiden oder Koagulieren über Aktoren betätigbar sind. Eine Steuerungseinheit ermöglicht das sukzessive Abarbeiten vorgesehener Arbeitsschritte.

10

Die hier beschriebene Ausführungsform eines multifunktionalen Instrumentes hat jedoch den Nachteil, dass Koagulieren und Schneiden nach wie vor zwei verschiedene, zeitlich hintereinander auszuführende Handlungen sind, auch wenn die Schritte durch ein einziges Instrument ausgeführt werden können. Ein erster Vorgang muss demnach 15 bewusst beendet und ein zweiter Vorgang auch wieder bewusst begonnen werden. Zwischen den Vorgängen ist mindestens eine Handlung auszuführen, nämlich das multifunktionale Instrument für die nächste Aufgabe zu aktivieren. Auch dies verzögert unnötig den Operationsverlauf. Zudem können Fehler bei der Aktivierung eines 20 Vorganges hinsichtlich der Einstellung entsprechender Betriebsparameter, wie z. B. eines geeigneten HF-Stromes auftreten.

Bekannte Multifunktionsinstrumente der oben beschriebenen Art weisen außerdem elektrisch voneinander isolierte, jeweils für das Koagulieren und für das Schneiden vorgesehene Pole auf, so dass sich für das Instrument relativ große Abmessungen 25 ergeben. Dies schränkt die Bewegungsfreiheit des Chirurgen am Operationsgebiet deutlich ein und begrenzt somit das Einsatzgebiet der bekannten Instrumente.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zu Grunde, ein elektrochirurgisches Instrument der eingangs genannten Art dahin gehend weiterzubilden, dass eine insbesondere 30 mehrere Verfahrensgänge benötigende Operation auf einfachste Art und mit optimiertem Ablauf durchführbar ist.

Diese Aufgabe wird durch ein elektrochirurgisches Instrument nach Patentanspruch 1 gelöst.

Insbesondere wird die Aufgabe durch ein elektrochirurgisches Instrument gelöst, das zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen umfasst, die zum Öffnen oder Schließen entsprechend einem Klemm-, Spreiz- oder Schneidwerkzeug betätigbar sind.

- 5 Ferner umfasst das Instrument Elektrodenteile an distalen Enden der Branchen zum Fassen von Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gewebe zu dessen Koagulation, die elektrisch voneinander isoliert sind sowie Stromzuführungseinrichtungen zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen. An dem Instrument ist ferner mindestens an einem Elektrodenteil ein
- 10 als Schneidelektrode ausgelegter Schneidabschnitt ausgebildet, so dass das Elektrodenteil den Schneidabschnitt und einen Koagulationsabschnitt aufweist. Zudem ist eine Steuerungseinheit zur Steuerung des HF-Stromes derart vorgesehen, dass bei Erreichen eines Eigenschaften des erfassten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwertes mindestens dem Schneidabschnitt ein Schneidstrom zugeführt wird, der unterschiedlich
- 15 ist zum Koagulationsstrom.

Ein wesentlicher Punkt der Erfindung liegt darin, dass ein Schneidabschnitt derart an einem für die Koagulation ausgelegten Elektrodenteil angeordnet ist, dass er zu einem geeigneten Zeitpunkt, d. h. bei Erreichen eines bestimmten Operationsstadiums als

- 20 Schneidelektrode wirkt. Der Chirurg ist daher beim Übergang von einer Koagulationsphase in eine nachfolgende Schneidphase nicht mit Entscheidungsaufgaben belastet. Gleichzeitig sind optimale Betriebsparameter, wie z. B. die richtige Stromstärke, generierbar, ohne dass der Operateur diese am HF-Generator über die Spannung selbsttätig einstellen muss. So sind der zeitliche Ablauf zwischen den einzelnen
- 25 Operationsphasen und der dafür benötigte HF-Strom optimal aufeinander abgestimmt. Der Eingriff ist daher unter weitestgehender Ausschaltung von Fehlerquellen durchführbar.

Bevorzugte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen angegeben.

30 In einer ersten bevorzugten Ausführungsform sind der Steuerungseinheit Schalteinrichtungen zugeordnet, die den Schwellenwert als definierten Abstand zwischen den Branchen erfassen, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit des Abstandes zugeführt wird. Sobald ein vorgegebener Abstand zwischen den Branchen, d. h. zwischen

den Elektrodenteilen unterschritten wird, erfolgt eine Zufuhr des Schneidstromes mindestens an den Schneidabschnitt. Die Schalteinrichtungen leiten dazu bei Betätigung ein Signal an die Steuerungseinheit weiter, wobei diese über einen Hochfrequenz-Generator veranlasst, dass dem Schneidabschnitt ein entsprechender Schneidstrom zugeführt wird. Der Abstand dient als Kennzeichen dafür, dass ein Schneidvorgang durchgeführt werden kann, d. h., dass die Elektrodenteile einen Abstand zueinander aufweisen, bei dem ein Schneiden überhaupt erst möglich ist. Der Abstand zwischen den Elektrodenteilen ist dabei über die Höhe der eingestellten HF-Spannung definierbar.

5

10 Die Schalteinrichtungen sind vorteilhafterweise an mindestens einer der Branchen und/oder an einem mindestens an einer der Branchen angeordneten Abstandshalter vorgesehen. Dies ist deshalb vorteilhaft, weil der Abstand dann unmittelbar von den Schalteinrichtungen erfasst und von diesen gleichzeitig der Schneidvorgang ausgelöst werden kann.

15

In einer bevorzugten Ausführungsform sind die Schalteinrichtungen als ein Tastschalter ausgebildet. Dieser ist dann vorzugsweise an dem Abstandshalter der einen Branche angebracht, so dass bei Berührung des Schalters durch die gegenüberliegende Branche und damit bei Erreichen des Schwellenwertes – hier dem definierten Abstand zwischen den Elektrodenteilen – der Schneidstrom dem Schneidabschnitt zugeführt wird. Dies ist eine besonders einfache Ausgestaltung, um auf kostengünstige Weise bei Unterschreiten des bestimmten Abstandes zwischen den Elektrodenteilen den Schneidvorgang auszulösen.

20

25 In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform sind die Schalteinrichtungen als ein berührungsloser Schalter ausgebildet. Diese haben den Vorteil, dass keine Berührung der Branchen vorgesehen werden muss und der Mechanismus daher weniger verschleißanfällig ist und präzise arbeitet.

30 Vorteilhafterweise sind die berührungslosen Schalter dann beispielsweise als Näherungsschalter oder auch als Reedkontakt ausgebildet. Ist z. B. ein Reedkontakt an der einen Branche angebracht und ein Magnet an der gegenüberliegenden Branche, so schaltet der Reedkontakt, sobald der Magnet zu dem Reedkontakt einen bestimmten Abstand aufweist. Ähnlich arbeitet ein Näherungsschalter, beispielsweise ein induktiver

Näherungsschalter. Der an der einen Branche angebrachte Näherungsschalter schaltet, sobald ein an der gegenüberliegenden Branche angeordneter Metallgegenstand Wirbelströme in einem elektromagnetischen Wechselfeld des Näherungsschalters erzeugt. Bei einem Schalter der hier beschriebenen Art kann der Schaltabstand vorzugsweise 5 mitunter durch den in das Wechselfeld eingebrachten Metallgegenstand definiert werden.

Vorteilhafterweise ist der Steuerungseinheit eine Einrichtung zur Widerstandsmessung zugeordnet, die den Schwellenwert als ohm'schen Widerstand des Gewebes erfasst, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit des ohm'schen Widerstandes zugeführt wird. Die 10 Widerstandsmessung des Gewebes erlaubt die Ermittlung eines präzisen Zeitpunktes, ab wann ein Schneidvorgang gestartet werden kann. Sobald in dem Gewebe aufgrund des Operationsverlaufes ein definierter Widerstand erreicht ist, veranlasst die 15 Steuerungseinheit, dass dem Schneidabschnitt der entsprechenden Schneidstrom zugeführt wird. Dieses Verfahren ist äußerst zuverlässig, weil der durch die Koagulation veränderte Gewebewiderstand einen präzisen Anhaltspunkt dafür gibt, wann mit einem Schneidvorgang begonnen werden kann.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform ist der Steuerungseinheit ein Lichtbogenmonitor und/oder Strommonitor zugeordnet, die den Schwellenwert als 20 optimalen Koagulationsendzeitpunkt erfassen, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit des Koagulationsendzeitpunktes zugeführt wird. Das heißt, der Schneidstrom wird mindestens dem Schneidabschnitt zugeführt, sobald die Koagulation aufgrund des von dem entsprechenden Monitor gelieferten Signals beendet wird. Damit erfolgt die 25 Zuführung des Schneidstromes vorteilhafterweise zu einem für den Operationsverlauf idealen Zeitpunkt. Die Funktionsweisen des Strommonitors und Lichtbogenmonitors sind beispielsweise in der EP 0 253 012 B1 ausführlich beschrieben.

Vorzugsweise ist der Schneidabschnitt an dem mindestens einen Elektrodenteil als ein in Bezug auf den Koagulationsabschnitt des mindestens einen Elektrodenteils verjüngter 30 Bereich ausgebildet. Dabei können Koagulationsabschnitt und Schneidabschnitt eine integral ausgebildete Elektrode ausgestalten oder aber die beiden Bereiche sind unabhängig voneinander angeordnet. Die verjüngte Ausbildung des Schneidabschnittes ermöglicht eine für das Schneiden von Gewebe erforderliche Erhöhung der Stromdichte an dem Schneidabschnitt. Das den Koagulationsabschnitt und den Schneidabschnitt

integral ausbildende Elektrodenteil kann während eines Koagulationsvorganges über ihren gesamten Flächenbereich, d. h. sowohl über den Flächenbereich des Koagulationsabschnittes als auch über den Flächenbereich des Schneidabschnittes, als Koagulationselektrode wirken, während der verjüngt ausgebildete Schneidabschnitt allein 5 für einen späteren Schneidvorgang zur Verfügung steht. Bei getrennt voneinander ausgebildeten Bereichen zum Koagulieren und Schneiden sind diese sowohl in Kombination als auch getrennt voneinander einsetzbar. Dem kleineren, als Schneidabschnitt ausgebildeten Flächenbereich wird entsprechend obiger Ausführungen ein adäquater Schneidstrom über die Stromzuführungseinrichtungen zugeführt. Somit ist 10 ein und dasselbe Instrument sowohl zum Koagulieren als auch zum Schneiden zu verwenden.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Schneidabschnitt als Kante mit einem im Wesentlichen dreieckförmigen Querschnitt an dem mindestens einen Elektrodenteil 15 ausgebildet. Ein dreieckförmiger Querschnitt erlaubt den sukzessiven Übergang von einem großen Flächenbereich des Elektrodenteils bis zu deren kantenförmiger Verjüngung. Der sanfte Übergang ist in besonderem Maße geeignet, das gesamte Elektrodenteil bei ausreichender Gewebedicke als Koagulationselektrode einzusetzen 20 und in einem fortgeschrittenen Operationsstadium den Schneidabschnitt allein zum Schneiden zu verwenden.

Vorteilhafterweise ist der Schneidabschnitt als Kante mit einem im Wesentlichen kreisförmigen Querschnitt an dem mindestens einen Elektrodenteil ausgebildet. Bei dieser Ausführungsform steht eine relative große Elektrodenfläche für den 25 Koagulationsvorgang zur Verfügung, während der als Kante ausgebildete Schneidabschnitt bei genügend großer Gewebedicke kaum ins Gewicht fällt. In einem fortgeschrittenen Operationsstadium hingegen und bei ausreichender Nähe gegenüberliegender Elektrodenteile des elektrochirurgischen Instruments lässt sich aufgrund der kantenförmigen Ausgestaltung des Schneidabschnittes die Stromdichte 30 derart erhöhen, dass ein Schneidvorgang ermöglicht wird.

Eine weitere Lösung sieht vor, den Schneidabschnitt im Wesentlichen kugelförmig an dem mindestens einen Elektrodenteil auszubilden. Damit lässt sich die Schneidefläche größer halten und ein entsprechend breiter Schnitt durchführen.

Die erfindungsgemäße Lösung sieht vor, dass der Schneidabschnitt spitzen-, nadel- oder schlingenförmig ausgebildet ist. Dies entspricht weiteren üblichen Formen von Schneideelektroden, so dass das Schneiden mit den gewohnten Instrumenten für den

5 jeweiligen Anwendungsfall durchführbar ist.

In einer bevorzugten Ausführungsform ist der Schneidabschnitt jeweils an sich gegenüberliegenden Elektrodenteilen ausgebildet. Aufgrund der für das Schneiden ausgelegten Abschnitte ist hier eine besonders präzise Schneidwirkung erreichbar, weil

10 die Stromdichte an beiden Elektrodenteilen erhöht werden kann.

Der Schneidabschnitt kann aber auch außerhalb des Koagulationsabschnittes angeordnet, d. h. getrennt von diesem ausgebildet sein, wie bereits oben erwähnt. Vorteilhafterweise ist der Schneidabschnitt dann mittels Positionierungseinrichtungen als relativ zu dem

15 Koagulationsabschnitt bewegbarer Bestandteil an diesem ausgebildet. Der Schneidabschnitt kann dann während eines Koagulationsvorganges aus dem Koagulationsgebiet entfernt werden, so dass hier keine unerwünschten Schneidwirkungen auftreten. Bei Erreichen des Schwellenwertes lässt sich der Schneidabschnitt bzw. lassen sich die Schneidabschnitte in die entsprechende, für den Schneidvorgang erforderliche 20 Position bringen.

Vorzugsweise weisen die Positionierungseinrichtungen einen drehbar in einer der Branchen gelagerten zweiarmigen Hebel mit einem ersten Ende und einem zweiten Ende auf, wobei das erste Ende zur Aufnahme des Schneidabschnittes und das zweite Ende 25 zur Kontaktierung mit der gegenüberliegenden Branche oder einem an der gegenüberliegenden Branche vorgesehenen Abstandshalter vorgesehen ist. Bei Kontaktierung des zweiten Endes mit der gegenüberliegenden Branche ist der Schneidabschnitt in Richtung des gegenüberliegenden Elektrodenteils bewegbar. Die Positionierungseinrichtungen weisen zudem eine Rückstellvorrichtung auf, so dass der 30 Schneidabschnitt nach Beendigung der Kontaktierung zurück in die Ausgangslage bewegbar ist. Somit lässt sich auf besonders einfache Weise der Schneidabschnitt während der Koagulationsphase innerhalb des Koagulationsabschnittes versenken, so dass hier eine Beeinträchtigung des Koagulationsvorganges durch den Schneidabschnitt vermieden wird. Sobald in diesem Falle der Schwellenwert erreicht ist und eine

Kontaktierung stattfindet, dreht sich der Schneidabschnitt aus seiner Ruhelage. Eine Zuführung des Schneidstromes an den nun offengelegten Schneidabschnitt kann beispielsweise über die Schalteinrichtungen erfolgen, die entsprechend obiger Ausführungen an dem Abstandshalter oder an dem zweiten Ende des Hebels angeordnet

5 sind und ein entsprechendes Signal an die Steuerungseinheit liefern. Aufgrund der einfachen mechanischen Konstruktion ist ein derartiges multifunktionales elektrochirurgisches Instrument preiswert und einfach herstellbar. Die Positionierung des Schneidabschnittes ist zudem unabhängig von einer Handkraft des Chirurgen, weil die Steuerungseinheit lediglich aufgrund der Kontaktierung aktiviert wird. Im Übrigen lässt

10 sich eine soeben beschriebene Positionierungseinrichtung auch an beiden Branchen vorsehen.

Eine bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass am ersten Ende des zweiarmigen Hebels eine Aufnahmeverrichtung für den Schneidabschnitt angebracht ist. Vorteilhaft erweise lässt sich der Schneidabschnitt dann temporär entfernen. Dies ist von Vorteil, wenn der Schneidabschnitt nach einer Operationsphase gereinigt werden soll bzw. wenn ein Schneidvorgang nicht vorgesehen ist. Damit lässt sich der Schneidabschnitt auf einfachste Weise deaktivieren.

20 Eine mögliche Realisierung der Vorrichtung besteht darin, den Schneidabschnitt als integralen Bestandteil des ersten Endes des zweiarmigen Hebels auszubilden. Somit lässt sich die Positionierungseinrichtung auf besonders einfache Weise herstellen.

Eine bevorzugte Ausführungsform sieht vor, dass die Rückstellvorrichtung für den Hebelarm als in der die Positionierungseinrichtungen aufweisenden Branche angeordnetes Federelement vorgesehen ist. Ein Federelement ist ein einfacher einzubauendes und kostengünstiges Bauteil, das kaum verschleißanfällig stets die geforderte Funktion erfüllt.

25 Eine erfindungsgemäße Lösung sieht vor, den Schneidabschnitt aus einer Anti-Haftbeschichtung und/oder aus abbrandfestem Material auszubilden. Der in das zu behandelnde Gewebe eingebrachte HF-Strom verursacht aufgrund der Wärmeentwicklung nicht nur die gewünschten Koagulations- oder Schneideffekte. Vielmehr können z. B. Gewebereste und Blut insbesondere an den Elektrodenteilen der

Klemmen so stark anbrennen, dass der Stromfluss beeinträchtigt wird. Eine Anti-Haftbeschichtung reduziert eine derartige Verschmutzung und sollte insbesondere an dem jeweiligen Schneidabschnitt vorgesehen werden. Eine Schicht aus abbrandfestem Material kann den Schneidabschnitt zudem vor Verschleiß aufgrund des hohen HF-Strom schützen.

Nachfolgend wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen beschrieben, die anhand der Abbildungen näher erläutert werden. Hierbei zeigen

10 - Fig. 1 eine Elektrodenanordnung in einer ersten Ausführungsform;

- Fig. 2 eine Elektrodenanordnung in einer zweiten Ausführungsform;

- Fig. 3 eine Elektrodenanordnung in einer dritten Ausführungsform;

15 - Fig. 4 eine Elektrodenanordnung in einer vierten Ausführungsform;

- Fig. 5 ein funktionales Blockschaltbild;

20 - Fig. 6 eine Schnittansicht entlang der Linie VI – VI aus Fig. 7 einer Elektrodenanordnung in einer fünften Ausführungsform;

- Fig. 7 eine Seitenansicht der Elektrodenanordnung gemäß Fig. 6;

25 - Fig. 8a ein Strom-Zeit-Diagramm, in dem der zeitliche Verlauf der Stromstärke bei unterschiedlichen Betriebsmodi dargestellt ist;

- Fig. 8b ein Spannungs-Zeit-Diagramm, in dem der zeitliche Verlauf der Spannung bei unterschiedlichen Betriebsmodi gemäß Fig. 8a dargestellt ist.

30

In der nachfolgenden Beschreibung werden für gleiche und gleich wirkende Teile dieselben Bezugsziffern verwendet.

Fig. 1 bis 3 zeigen verschiedene Ausführungsform einer Anordnung von sich gegenüberliegenden Elektrodenteilen 18, 19. Dabei ist jeweils nur an einem Elektrodenteil 18 ein expliziter Schneidabschnitt 18a ausgebildet. Es sei darauf hingewiesen, dass es sich hierbei um schematische Abbildungen handelt, die eine

5 Vorderansicht lediglich der Elektrodenteile 18, 19 zeigen. Das die Elektrodenteile 18, 19 aufnehmende elektrochirurgische Instrument 10 ist nicht dargestellt.

Die Ausbildung des Schneidabschnittes 18a ist idealerweise über eine Verjüngung des jeweiligen Elektrodenteils 18 erreichbar, so dass das Elektrodenteil 18 letztendlich einen

10 Koagulationsabschnitt 18b und einen Schneidbereich, also den Schneidabschnitt 18a aufweist. Die Reduzierung der Elektrodenfläche erlaubt eine für das Schneiden von Gewebe erforderliche Erhöhung der Stromdichte an dem Schneidabschnitt 18a. Das den Koagulationsabschnitt 18b und den Schneidabschnitt 18a integral ausbildende

15 Elektrodenteil 18 kann während eines Koagulationsvorganges über den gesamten Flächenbereich, d. h. sowohl über den Flächenbereich des Koagulationsabschnittes 18b als auch über den Flächenbereich des Schneidabschnittes 18a, als Koagulationselektrode wirken, während der verjüngt ausgebildete Schneidabschnitt 18a allein für einen späteren Schneidvorgang zur Verfügung steht. Für den Schneidvorgang ist es vorgesehen, dass dem Schneidabschnitt 18a ein Schneidstrom zugeführt wird, der unterschiedlich dem

20 Koagulationsstrom ist.

Ist der Schneidabschnitt 18a als Kante mit einem dreieckförmigen Querschnitt gem. Fig. 1 ausgebildet, so erlaubt der sanfte Übergang von einem großen Flächenbereich bis zur kantenförmigen Verjüngung in besonderem Maße, das gesamte Elektrodenteil 18 bei

25 ausreichender Gewebedicke als Koagulationselektrode einzusetzen und in einem fortgeschrittenen Operationsstadium den Schneidabschnitt 18a allein zum Schneiden zu verwenden.

Ist der Schneidabschnitt 18a als Kante mit einem kreisförmigen Querschnitt an dem

30 mindestens einen Elektrodenteil 18 ausgebildet, wie in Fig. 2 gezeigt, so steht eine relative große Elektrodenfläche für den Koagulationsvorgang zur Verfügung, während der als Kante ausgebildete Schneidabschnitt 18a bei genügend großer Gewebedicke kaum ins Gewicht fällt. Während des weiteren Operationsverlaufs, bei ausreichender Nähe gegenüberliegender Elektrodenteile 18, 19 des elektrochirurgischen Instruments 10 lässt

sich aufgrund der kantenförmigen Ausgestaltung des Schneidabschnitts 18a die Stromdichte derart erhöhen, dass ein Schneidvorgang ermöglicht wird.

Bei einem gemäß Fig. 3 im Wesentlichen kugelförmig an dem mindestens einen

5 Elektrodenteil 18 ausgebildeten Schneidabschnitt 18a lässt sich die Schneidefläche größer halten und ein entsprechend breiter Schnitt durchführen.

Im Übrigen kann der Schneidabschnitt 18a, 19a auch spitzen-, nadel- oder schlingenförmig ausgebildet sein.

10

Fig. 4 zeigt eine Elektrodenanordnung, bei der der Schneidabschnitt 18a, 19a jeweils an den sich gegenüberliegenden Elektrodenteilen 18, 19 ausgebildet ist. Damit sind auch hier an beiden Elektrodenteilen 18, 19 explizite Koagulationsabschnitte 18b, 19b vorgesehen. Auch diese Abbildung ist lediglich schematisch zu verstehen. Aufgrund der 15 für das Schneiden ausgelegten Abschnitte 18a, 19a ist eine besonders präzise Schneidwirkung erreichbar, weil die Stromdichte an beiden Elektrodenteilen 18, 19 erhöht werden kann.

20

Fig. 5 zeigt ein funktionales Blockschaltbild, bei der das elektrochirurgische Instrument 10 mit einem Hochfrequenz-Chirurgiegerät 60 verbunden ist. Dabei sind ausschließlich und damit schematisch die für die Erläuterung der Erfindung wesentlichen Komponenten des HF-Chirurgiegerätes 60 gezeigt.

25

Das HF-Chirurgiegerät 60 weist einen Eingangsanschluss 63 beispielsweise zum Anschließen von Betätigungsseinrichtungen, wie Finger- und/oder Fußschalter (nicht gezeigt), zum Aktivieren und/oder Deaktivieren des HF-Stromes auf. Die Betätigungsseinrichtungen lassen sich hier vorzugsweise über eine Computeranordnung realisieren und sind in der praktischen Anwendung über eine Steuerungseinheit (nicht gezeigt) mit einem HF-Generator 61 verbunden. Der Einfachheit halber ist der 30 Eingangsanschluss 63 in dieser Darstellung unmittelbar mit dem HF-Generator 61 verbunden und daher mit einer gestrichelten Linie dargestellt. Ausgangsseitig sind an dem HF-Chirurgiegerät 60 ein erster Ausgangsanschluss 64 und ein zweiter Ausgangsanschluss 65 vorgesehen, über die das elektrochirurgische Instrument 10 anschließbar ist.

Kernstück des HF-Chirurgiegerätes 60 ist der steuerbare HF-Generator 61 zum Erzeugen eines HF-Stromes, genauer gesagt, zum Erzeugen einer Spannung  $U_{HF}$ . Über die Einstellung der Spannung  $U_{HF}$  lassen sich die gewünschten Stromstärken  $I_{HF}$  für die 5 verschiedenen Betriebsmodi, wie Koagulieren oder Schneiden, festlegen. Der HF-Generator 61 ist mit einer Steuerungseinheit 62 verbunden. Die Steuerungseinheit 62 ist ausgebildet, um Signale von Schalteinrichtungen 50 zu empfangen, die an dem elektrochirurgischen Instrument 10 angeordnet sind.

10 Die Schalteinrichtungen 50 sind zwischen Branchen 11, 12 des elektrochirurgischen Instruments angeordnet und erfassen einen Schwellenwert, z. B. als definierten Abstand zwischen den Branchen 11, 12, d.h. zwischen den Elektrodenteilen 18, 19. Der Abstand zwischen den Elektrodenteilen 18, 19 dient hier als Kennzeichen dafür, dass ein Schneidvorgang durchgeführt werden kann und ist dabei auf die Höhe der eingestellten 15 HF-Spannung abgestimmt: Sobald ein bestimmter Abstand durch das Zusammenführen der Branchen 11, 12 erreicht ist, werden die Schalteinrichtungen 50 betätigt und leiten ein Signal an die Steuerungseinheit 62 weiter. Diese veranlasst dann die Zufuhr des entsprechenden Schneidstroms durch den HF-Generator 61 über proximale Enden 15, 16 des elektrochirurgischen Instruments 10 an die jeweiligen Schneidabschnitte 18a, 19a.

20 Es sei darauf hingewiesen, dass der Schneidabschnitt auch hier nur an einem oder aber an beiden Elektrodenteilen 18, 19 ausgebildet sein kann. Für nachfolgende Erläuterungen wird angenommen, dass beide Elektrodenteile 18, 19 einen Schneidabschnitt 18a, 19a aufweisen.

25 Zur Erfassung des Abstandes und zur Aktivierung der den Schneidstrom steuernden Steuerungseinheit 62 lassen sich Tastschalter, aber auch berührungslose Schalter, wie z. B. Reedkontakt oder Näherungsschalter, einsetzen. Tastschalter erlauben eine besonders kostengünstige Ausgestaltung des elektrochirurgischen Instruments 10. Berührungslose Schalter arbeiten im Wesentlichen verschleißfrei und äußerst präzise.

30 Für die genaue Anordnung der Schalteinrichtungen sei auf die Beschreibung der Fig. 6 und 7 verwiesen.

Die Erfassung des Schwellenwertes ist beispielsweise auch über eine der Steuerungseinheit 62 zugeordneten Einrichtung zur Widerstandsmessung (nicht gezeigt) möglich. Sobald in dem Gewebe aufgrund des Operationsverlaufes ein definierter Widerstand erreicht ist, veranlasst die Steuerungseinheit 62, dass dem jeweiligen

5 Schneidabschnitt 18a, 19a der entsprechenden Schneidstrom zugeführt wird. Der Schwellenwert wird demgemäß als ohm'scher Widerstand des Gewebes erfasst.

Möglich ist es auch, der Steuerungseinheit 62 einen Lichtbogenmonitor und/oder einen Strommonitor (nicht gezeigt) zuzuordnen, die den Schwellenwert als optimalen

10 Koagulationsendzeitpunkt erfassen. Der Schneidstrom wird dann mindestens dem jeweiligen Schneidabschnitt 18a 19a zugeführt, sobald die Koagulation aufgrund des von dem entsprechenden Monitor gelieferten Signals beendet wird. Damit erfolgt die Zuführung des Schneidstromes vorteilhafterweise zu einem für den Operationsverlauf idealen Zeitpunkt. Die Funktionsweisen des Strommonitors und Lichtbogenmonitors 15 sind beispielsweise in der EP 0 253 012 B1 ausführlich beschrieben.

Fig. 6 zeigt eine Schnittansicht entlang der Linie VI – VI aus Fig. 7 einer Elektrodenanordnung in einer fünften Ausführungsform. Fig. 7 zeigt eine Seitenansicht des elektrochirurgischen Instruments 10 gemäß Fig. 6. Das elektrochirurgische

20 Instrument 10 ist hier als pinzettenförmiges Instrument ausgeführt.

In den Fig. sind distale Enden 13, 14 der Branchen 11, 12 des elektrochirurgischen Instruments 10 abgebildet, sowie jeweilige Elektrodenteile 18, 19. Wie insbesondere Fig. 7 zu entnehmen, ist innerhalb einer Branche 12 ein zweiarmiger Hebel 30 mit einem

25 ersten Ende 31 und einem zweiten Ende 32 über eine Drehachse 34 drehbar gelagert, wobei das erste Ende 31 zur Aufnahme des Schneidabschnittes 19a und das zweite Ende 32 zur Kontaktierung mit der gegenüberliegenden Branche 11 oder einem an der gegenüberliegenden Branche 11 vorgesehenen Abstandshalter 20 vorgesehen ist. Der Hebel 30 dient hier der Positionierung des Schneidabschnittes 19a, so dass dieser relativ 30 zu dem für die Koagulation vorgesehenen Abschnitt 19b bewegbar ist. Das heißt bei dieser Ausführungsform ist das Elektrodenteil 19 aus zwei voneinander unabhängigen Abschnitten, dem Koagulationsabschnitt 19b und dem Schneidabschnitt 19a, ausgebildet.

Zur Aufnahme des Hebels 30 in die Branche 12 weist diese eine Ausnehmung 21 auf, in der der Hebel 30 an seinem ersten Ende 31 vorzugsweise vollständig versenkbar ist. Die Ausnehmung ist sowohl in dem Koagulationsabschnitt 19b der Branche 12 als auch in der Branche 12 selbst ausgebildet. Durch die Möglichkeit des Versenkens des

5 Schneidabschnittes 19a wird eine Beeinträchtigung der Koagulationselektrode 19b während des Koagulierens durch den Schneidabschnitt 19a vermieden.

Bei Zusammenführung der Branchen 11, 12 durch den Operateur erfolgt eine stetige Annäherung des Abstandshalters 20 an das zweite Ende 32 des Hebels 30. Das zweite

10 Ende 32 weist in dieser Ausführungsform eine Auflagefläche 33 auf. Sobald der Abstandshalter 20 an der gegenüberliegenden Branche 11 mit der Auflagefläche 33 in Berührung kommt, hebt sich das erste Ende 31 des Hebels 30 aus einer Ruhesposition aus der Branche 12 heraus, so dass der Schneidabschnitt 19a über die Koagulationselektrode 19b hinaussteht. Der Schneidabschnitt 19a und das

15 gegenüberliegende Elektrodenteil 18 können nun in einer Schneidphase zusammenwirken. Der Abstandshalter 20 oder die Auflagefläche 33 weisen dazu die Schalteinrichtungen 50 auf, wie sie oben bereits ausführlich beschrieben wurden. Durch Kontaktierung des Abstandshalters 20 bzw. der Auflagefläche 33 mit den Schalteinrichtungen 50 lässt sich dann bei deren Betätigung der entsprechende

20 Schneidstrom über Stromzuführungseinrichtungen 17, wie ebenfalls oben beschrieben, an den Schneidabschnitt 19a zuführen.

In der den Hebel 30 aufnehmenden Branche 12 ist ein Federelement 40 vorgesehen. Dieses ist an einem ersten Ende 41 mit der Branche 12 und an einem zweiten Ende 42 mit dem zweiten Hebelende 32 verbunden. Durch die Kontaktierung der Auflagefläche 33 des zweiten Hebelendes 32 mit dem Abstandshalter 20 der gegenüberliegenden Branche 11, bzw. mit den an dem Abstandshalter 20 oder an der Auflagefläche 33 angeordneten Schalteinrichtungen 50 wird die an dem zweiten Hebelende 32 angebrachte Feder 40, z. B. eine Spiralfeder, zusammengedrückt. Sobald die Kontaktierung

25 unterbrochen wird, stellt die Feder 40 den Hebel 30 in seine Ruhesposition zurück, so dass das den Schneidabschnitt 19a aufweisende Hebelende 31 in der Branche 12 versenkt wird. Damit stünde die Koagulationselektrode 19b wieder für eine Koagulation zur Verfügung. Das Federelement 40 ist ein einfach einzubauendes und kostengünstiges Bauteil, das kaum verschleißanfällig stets die geforderte Funktion erfüllt.

Die Schalteinrichtungen 50 können im Übrigen auch an anderen Stellen der Branchen 11, 12 platziert werden. Hier würden sich dann insbesondere berührungslose Schalter anbieten, die auch ohne unmittelbare Kontaktierung ein Signal an die Steuerungseinheit 5 bei Erreichen eines definierten Abstandes zwischen den Elektrodenteilen 18, 19 weiterleiten.

Das erste Ende des zweiarmigen Hebels 31 kann eine Aufnahmeverrichtung für den Schneidabschnitt 19a aufweisen, so dass dieser beispielsweise für Reinigungszwecke 10 einfach von dem elektrochirurgischen Instrument entferntbar ist. Alternativ ist es möglich, das erste Hebelende 31 mit dem Schneidabschnitt 19a integral auszubilden. So ist eine äußerst kostengünstige Vorrichtung herstellbar.

Aufgrund der einfachen Mechanik der soeben beschriebenen Positionierungseinrichtung 15 30 für den Schneidabschnitt 19a ist auf einfache und kostengünstige Weise ein multifunktionales elektrochirurgisches Instrument 10 herstellbar.

Der Schneidabschnitt 18a, 19a lässt sich bevorzugt mit einer Anti-Haftbeschichtung und/oder mit einer Schicht aus abbrandfestem Material ausbilden. Damit lässt sich ein 20 Anbrennen von Gewebe bzw. der Verschleiß des Schneidabschnittes vermeiden.

In Fig. 8a ist ein typischer Verlauf der Stromstärke des HF-Stromes in Abhängigkeit verschiedener Betriebsmodi gezeigt. Auf der Ordinatenachse ist die Stromstärke  $I_{HF}$ , auf 25 der Abszissenachse ist die Zeit  $t$  aufgetragen. Fig. 8b zeigt das zu Fig. 8a gehörige Spannungs-Zeit-Diagramm. Auf der Ordinatenachse ist die Spannung  $U_{HF}$ , auf der Abszissenachse ist wiederum die Zeit  $t$  aufgetragen. Da es sich bei beiden Diagrammen um eine schematische Darstellung handelt, sind die Einheiten nicht aufgeführt.

Gemäß Fig. 8a wird zu einem Zeitpunkt  $t_1$  ein Koagulationsmodus eingeschaltet, der 30 Strom beginnt, durch das zu koagulierende Gewebe zu fließen. Aufgrund der Erwärmung des Gewebes steigt die Stromstärke  $I_{HF}$  bis zu einem Zeitpunkt  $t_2$  an. Ab dem Zeitpunkt  $t_2$  beginnt das Gewebe zu koagulieren, das heißt eine Dampfphase setzt ein. Aufgrund der durch den HF-Strom bedingten Wärmeentwicklung ist ein definierter Gewebebereich durch Eiweißkoagulation und Dehydratation veränderbar bzw. zerstörbar. Die im

Solzustand vorliegenden kolloiden Gewebebestandteile gehen dabei zuerst in den Gelzustand über, wobei sich die nun gelförmigen Gewebebestandteile anschließend unter Austritt von Flüssigkeit weiter verdichten; das Gewebe verkocht. Der Widerstand des Gewebes steigt demgemäß an, so dass die Stromstärke  $I_{HF}$  aufgrund der sinkenden 5 Leitfähigkeit des Gewebes bis zu einem Zeitpunkt  $t_3$  abnimmt. Hat die Austrocknung des Gewebes ein bestimmtes Stadium erreicht, kommt die Koagulation zum Stillstand. Zwischen den Zeitpunkten  $t_3$  und  $t_4$  ist ein Schneidmodus aktiviert. Die Abbildung zeigt hier einen relativ konstanten Verlauf der Stromstärke  $I_{HF}$  aufgrund des im Wesentlichen gleichbleibenden Gewebewiderstandes während des Schneidvorgangs.

10

Gemäß Fig. 8b ist an dem HF-Generator für die Zeitspanne  $t_1$  bis  $t_3$  eine bestimmte Spannung UHF eingestellt. Der auf den Koagulationsmodus folgende Schneidmodus erfordert eine Erhöhung dieser Spannung UHF zwischen den Zeitpunkten  $t_3$  und  $t_4$ . Die für das Schneiden benötigte Stromstärke  $I_{HF}$  ist schließlich von der eingestellten 15 Spannung UHF und von dem Gewebewiderstand des bereits koagulierten Gewebes abhängig. Zum Zeitpunkt  $t_4$  lässt sich der Schneidmodus beispielsweise durch eine selbsttätige Abschaltvorrichtung beenden.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass alle oben beschriebenen Teile für sich 20 alleine gesehen und in jeder Kombination, insbesondere die in den Zeichnungen dargestellten Details als erfindungswesentlich beansprucht werden. Abänderungen hiervon sind dem Fachmann geläufig.

25

Bezugszeichenliste

- 10 Elektrochirurgisches Instrument
- 11 Klemmenteil, Branche
- 12 Klemmenteil, Branche
- 30 13 Distales Ende
- 14 Distales Ende
- 15 Proximales Ende
- 16 Proximales Ende
- 17 Stromzuführungseinrichtungen

- 18 Elektrodenteil
- 18a Schneidabschnitt, Schneideelektrode
- 18b Koagulationsabschnitt, Koagulationselektrode
- 19 Elektrodenteil
- 5 19a Schneidabschnitt, Schneideelektrode
- 19b Koagulationsabschnitt, Koagulationselektrode
- 20 Abstandshalter
- 21 Ausnehmung
  
- 10 30 Zweiarmiger Hebel, Positionierungseinrichtung
- 31 Erstes Ende des Hebels
- 32 Zweites Ende des Hebels
- 33 Auflagefläche
- 34 Drehachse
  
- 15 40 Federelement
- 41 Erstes Ende des Federelements
- 42 Zweites Ende des Federelements
  
- 20 50 Schalteinrichtungen
  
- 60 HF-Chirurgiegerät
- 61 HF-Generator
- 62 Steuerungseinheit
- 25 63 Eingangsanschluss
- 64 Erster Ausgangsanschluss
- 65 Zweiter Ausgangsanschluss

## Patentansprüche

## 1. Elektrochirurgisches Instrument mit

- zwei gelenkig miteinander verbundenen Branchen (11, 12), die zum Öffnen oder Schließen entsprechend einem Klemm-, Spreiz- oder Schneidwerkzeug betätigbar sind,
- 5 - Elektrodenteile (18, 19) an distalen Enden (13, 14) der Branchen (11, 12) zum Fassen von Gewebe und zum Durchleiten eines Koagulationsstromes durch das Gewebe zu dessen Koagulation, die elektrisch voneinander isoliert sind,
- Stromzuführungseinrichtungen (17) zum Zuführen des Koagulationsstromes zu den Elektrodenteilen (18, 19),

10 **d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s**

- mindestens an einem Elektrodenteil (18, 19) ein als Schneideelektrode ausgelegter Schneidabschnitt (18a, 19a) ausgebildet ist, so dass das Elektrodenteil (18, 19) den Schneidabschnitt (18a, 19a) und einen Koagulationsabschnitt (18b, 19b) aufweist und
- 15 - eine Steuerungseinheit (62) zur Steuerung des HF-Stromes derart vorgesehen ist, dass bei Erreichen eines Eigenschaften des erfassten Gewebes kennzeichnenden Schwellenwertes mindestens dem Schneidabschnitt (18a, 19a) ein Schneidstrom zugeführt wird, der unterschiedlich ist zum Koagulationsstrom.

20

## 2. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1,

**d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s**

der Steuerungseinheit (62) Schalteinrichtungen (50) zugeordnet sind, die den Schwellenwert als definierten Abstand zwischen den Branchen (11, 12) erfassen, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit des Abstandes zugeführt wird.

25

## 3. Elektrochirurgisches Instrument nach Anspruch 1 oder 2, insbesondere nach

Anspruch 2,

**d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t , d a s s**

die Schalteinrichtungen (50) an mindestens einer der Branchen (11, 12) und/oder an einem mindestens an einer der Branchen (11, 12) angeordneten Abstandshalter (20) vorgesehen sind.

5 4. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 2 oder 3,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
die Schalteinrichtungen (50) als ein Tastschalter ausgebildet sind.

10 5. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem der Ansprüche 2 bis 4,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
die Schalteinrichtungen (50) als berührungslose Schalter ausgebildet sind.

15 6. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach Anspruch 5,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
die berührungslosen Schalter als ein Näherungsschalter oder ein Reedkontakt ausgebildet sind.

20 7. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
der Steuerungseinheit (62) eine Einrichtung zur Widerstandsmessung zugeordnet ist, die den Schwellenwert als ohm'schen Widerstand des Gewebes erfasst, so dass  
25 der Schneidstrom in Abhängigkeit des ohm'schen Widerstandes zugeführt wird.

8. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
der Steuerungseinheit (62) ein Lichtbogenmonitor und/oder Strommonitor  
30 zugeordnet sind, die den Schwellenwert als optimalen Koagulationsendzeitpunkt erfassen, so dass der Schneidstrom in Abhängigkeit des Koagulationsendzeitpunktes zugeführt wird.

9. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Schneidabschnitt (18a, 19a) an dem mindestens einen Elektrodenteil (18, 19) als ein in Bezug auf den Koagulationsabschnitt (18b, 19b) des mindestens einen Elektrodenteils (18, 19) verjüngter Bereich ausgebildet ist.  
5
10. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Schneidabschnitt (18a, 19a) als Kante mit einem im Wesentlichen dreieckförmigen Querschnitt an dem mindestens einen Elektrodenteil (18, 19) ausgebildet ist.  
10
11. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Schneidabschnitt (18a, 19a) als Kante mit einem im Wesentlichen kreisförmigen Querschnitt an dem mindestens einen Elektrodenteil (18, 19) ausgebildet ist.  
15
- 20 12. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Schneidabschnitt (18a, 19a) im Wesentlichen kugelförmig an dem mindestens einen Elektrodenteil (18, 19) ausgebildet ist.  
25
- 30 13. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass der Schneidabschnitt (18a, 19a) spitzen-, nadel- oder schlingenförmig ausgebildet ist.  
14. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass

der Schneidabschnitt jeweils an sich gegenüberliegenden Elektrodenteilen (18, 19) (18a, 19a) ausgebildet ist.

15. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
5 durch gekennzeichnet, dass  
der Schneidabschnitt (18a, 19a) mittels Positionierungseinrichtungen (30) als relativ  
zu dem Koagulationsabschnitt (18b, 19b) bewegbarer Bestandteil an diesem  
ausgebildet ist.
- 10 16. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
insbesondere nach Anspruch 15,  
durch gekennzeichnet, dass  
die Positionierungseinrichtungen
  - einen drehbar in einer der Branchen (12) gelagerten zweiarmigen Hebel (30) mit  
15 einem ersten Ende (31) und einem zweiten Ende (32) aufweisen, wobei das  
erste Ende (31) zur Aufnahme des Schneidabschnittes (19a) und das zweite  
Ende zur Kontaktierung mit der gegenüberliegenden Branche (11) oder einem  
an der gegenüberliegenden Branche (11) angeordneten Abstandshalter (20)  
20 vorgesehen ist, so dass bei Kontaktierung der Schneidabschnitt (19a) in  
Richtung des gegenüberliegenden Elektrodenteils (18) bewegbar ist,
  - eine Rückstellvorrichtung (40) aufweisen, so dass der Schneidabschnitt (19a)  
nach Beendigung der Kontaktierung zurück in die Ausgangslage bewegbar ist.
17. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
25 insbesondere nach Anspruch 15 oder 16,  
durch gekennzeichnet, dass  
am ersten Ende (31) des Hebels (30) eine Aufnahmeverrichtung für den  
Schneidabschnitt (19a) angebracht ist.
- 30 18. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
insbesondere nach Anspruch 15 oder 16,  
durch gekennzeichnet, dass  
der Schneidabschnitt (19a) als integraler Bestandteil des ersten Endes (31) des  
Hebels (30) ausgebildet ist.

19. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche, insbesondere nach einem der Ansprüche 15 bis 18,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
5 die Rückstellvorrichtung (40) als in der die Positionierungseinrichtungen (30) aufweisenden Branche (12) angeordnetes Federelement vorgesehen ist.
20. Elektrochirurgisches Instrument nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t, dass  
10 der Schneidabschnitt (18a, 19a) aus einer Anti-Haftbeschichtung und/oder aus abbrandfestem Material ausgebildet ist.

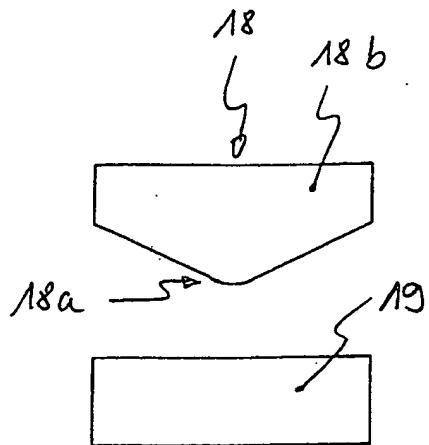


Fig. 1

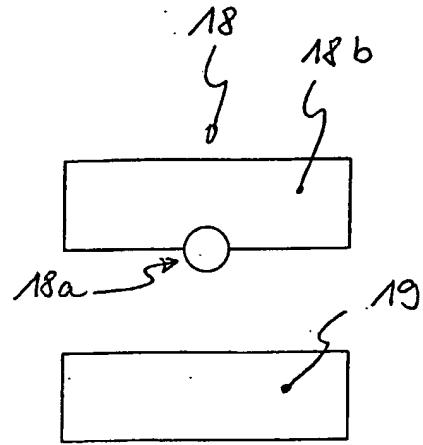


Fig. 2

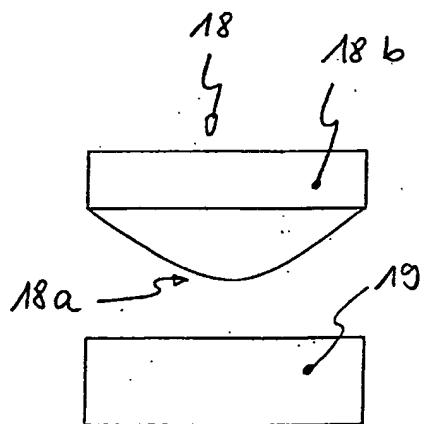


Fig. 3

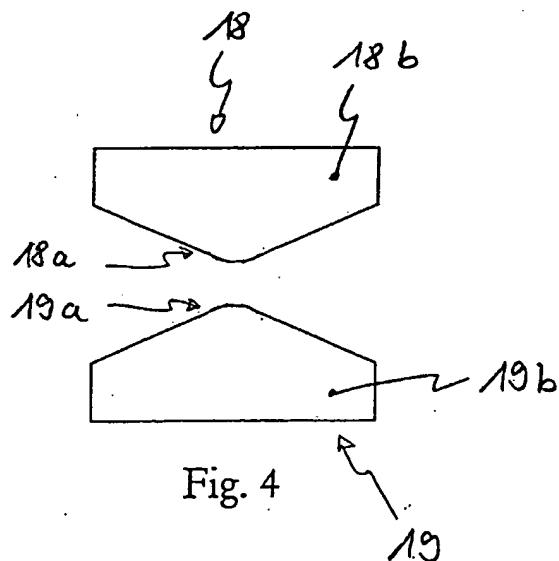
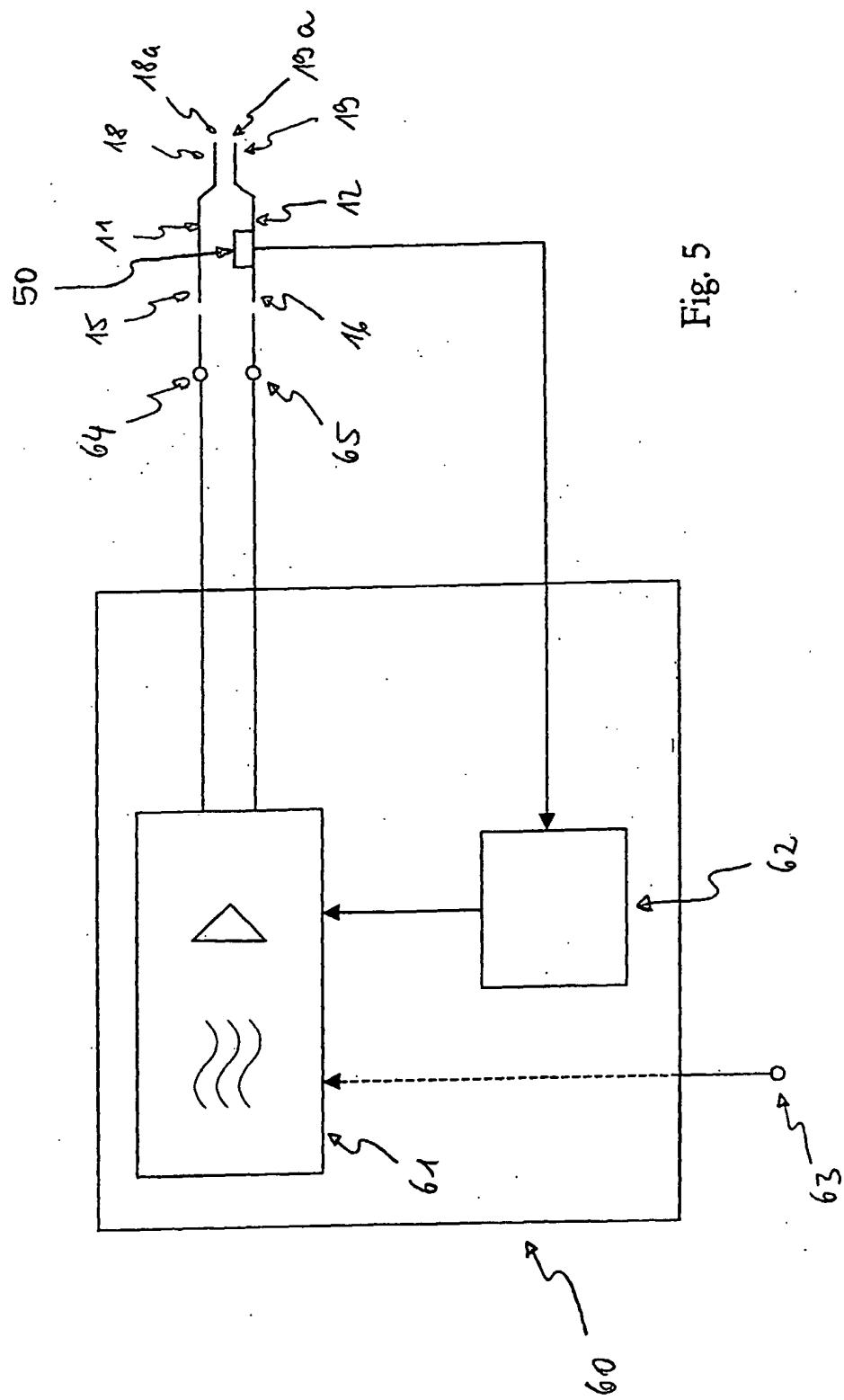


Fig. 4



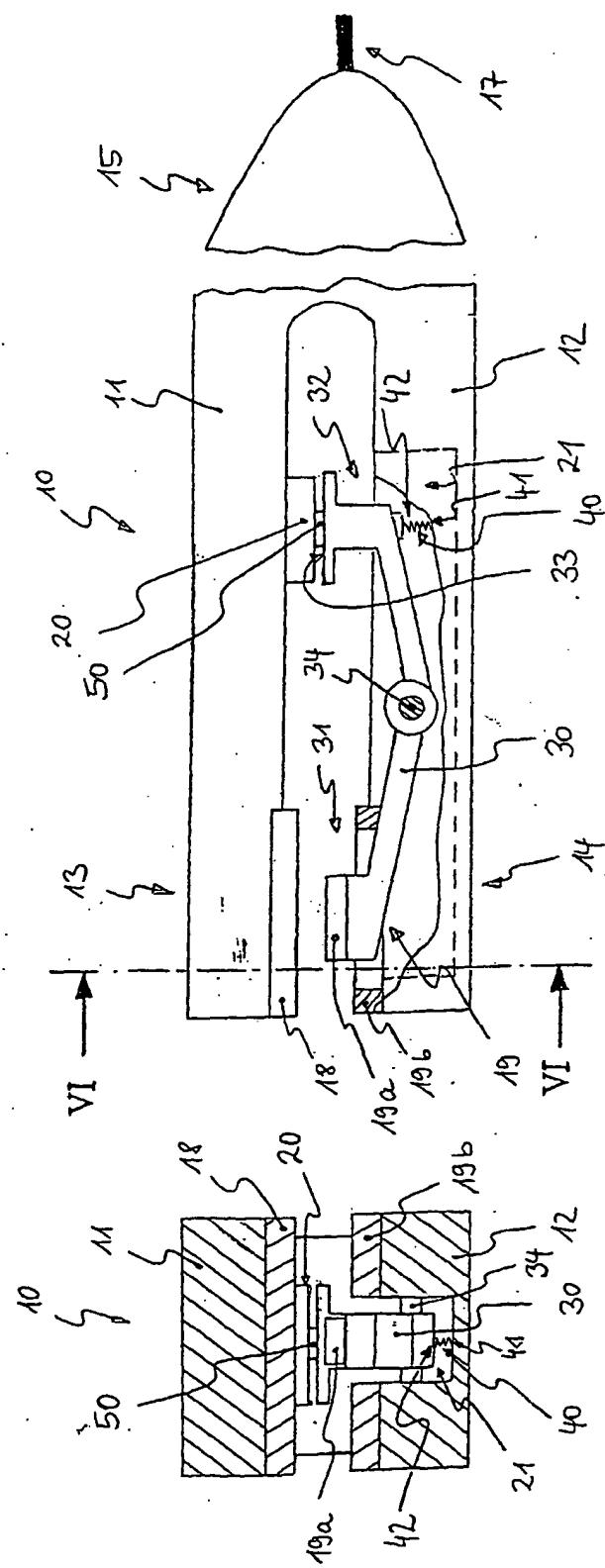


Fig. 6

Fig. 7

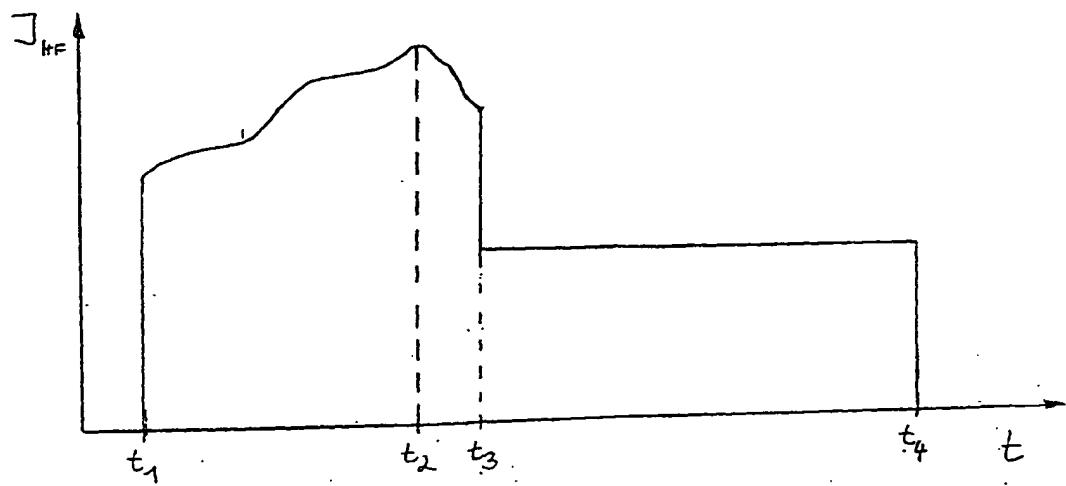


Fig. 8a

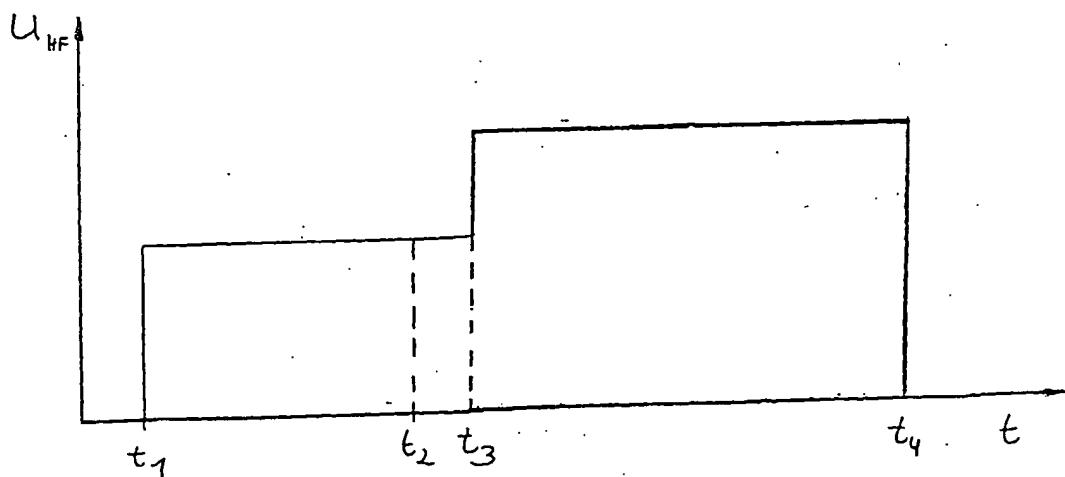


Fig. 8b